RBE - Caderno de Engenharia Biomédica, v. 12, n. 3, p. 31-42, out 1996
Edição Especial: Engenharia Biomédica na América Latina

ESTIMULADOR CARDÍACO SINCRONIZÁVEL

C. M. G. de Godoy[1] e J. W. M. Bassani[2]

RESUMO -- A estimulação cardíaca sincronizada (ECS) é um método diagnóstico e terapêutico no qual estímulos elétricos são aplicados ao tecido cardíaco para estudar o sistema de condução e apoiar a função bombeadora do coração. No presente trabalho foi desenvolvido um instrumento para ECS de baixo custo e portátil com a seguintes características básicas: a) possibilidade de sincronização dos estímulos com o ciclo cardíaco; b) estímulos de corrente e tensão (mono ou bipolares com duração de 0 a 99 ms, intensidade de 0 - 10V ou 0 - 5 mA e frequência de 0,2 a 9,9 Hz) variáveis; c) possibilidade de controle por microcomputador e d) portatilidade e segurança para uso clínico. O equipamento foi testado para determinar o tempo de recuperação do nódulo sinusal (TRNS) no átrio direito isolado de rato. Os resultados mostraram que o instrumento desenvolvido é de fácil utilização para aplicação em pesquisa, podendo também ser utilizado em aplicação clínica.

Palavras-chaves: Exame Eletrofisiológico do Coração; Estimulação Cardíaca Sincronizada; Tempo de Recuperação do Nódulo Sinusal

INTRODUÇÃO

A atividade elétrica do coração normal comanda a contração rítmica e coordenada de suas câmaras atriais e ventriculares. No entanto, inúmeras patologias podem afetar a atividade elétrica do coração, produzindo as chamadas arritmias cardíacas (Nelson & Geselowitz, 1976; Friedman, 1977; Davis *et alii*, 1994). Em decorrência de sua variada etiologia, diversos autores tem sugerido que as arritmias cardíacas atingem grande parte da população e que, se não devidamente controladas, são causadoras de elevado número de óbitos (Black *et alii*, 1993; Herlitz *et alii*, 1994; Goldstein *et alii*, 1995). Com o chamado Exame Eletrofisiológico do Coração (EEC) pode-se, hoje em dia, diagnosticar doenças que afetam a geração e a condução da atividade elétrica cardíaca (Michelson & Dreifus, 1984; Bendit *et alii*, 1987; Fisher, 1981; Sosa, 1982; McNamara & Gillette, 1987) bem como determinar a localização de arritmias ou avaliar a eficácia de determinadas intervenções terapêuticas (Fisher, 1981; Wellens *et alii*, 1987). Na realização do EEC utiliza-se a chamada Estimulação Cardíaca Sincronizada (ECS), para estudo completo do sistema de geração e condução da atividade elétrica cardíaca. Na ECS o tecido cardíaco é submetido a variados tipos de estimulação elétrica artificial (por exemplo, frequências progressivamente crescentes, estimulação com trens de pulsos e estímulos extras sincronizados ou não com o ciclo cardíaco), por meio de

[1] Pesquisador Associado (Bolsa recém doutor, CNPq) do Departamento de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas - DEB/FEEC/UNICAMP. Caixa Postal: 6040. CEP 13.081-970, Campinas - SP.
[2] Prof. Dr, DEB/FEEC/UNICAMP. Caixa Postal: 6040, CEP 13.081-970, Campinas - SP

// Trabalho recebido e 10/jan/96 e aceito em 22/ago/96 //

estimuladores desenvolvidos especialmente para este fim (Cochrane *et alii*, 1984; Elharrar *et alii*, 1980; Elharrar *et alii*, 1987; Belder *et alii*, 1990; Godoy, 1990; Godoy *et alii*, 1991). Atualmente verifica-se um crescimento e diversificação das aplicações clínicas e de pesquisa da ECS. Ao lado da pesquisa dos mecanismos de distúrbios da atividade elétrica do coração (Silka *et alii*, 1994) e da eletrofisiologia normal (Leerssen *et alii*, 1994), a ECS tem sido importante também no apoio ao estudo de eventuais problemas hemodinâmicos após cardiomioplastia (Helou *et alii*, 1995). No presente trabalho desenvolvemos um instrumento portátil para ECS, visando tanto a aplicação clínica quanto a de pesquisa.

OBJETIVOS

O objetivo do presente trabalho é o projeto, construção e aplicação de um instrumento portátil, de baixo custo, que permita a estimulação elétrica do coração, sincronizada ou não com o ciclo cardíaco, apresentando as seguintes características básicas:

- Possibilidade de sincronização da estimulação com o eletrocardiograma ou com eletrogramas cardíacos;

- Estimulação elétrica com pulsos de corrente ou tensão mono e bipolares, com duração (0 - 99 ms), intensidade (0 - 10 V ou 0 - 5 mA) e frequência (0,2 - 9,9 Hz) variáveis;

- Possibilidade de inclusão de pulsos prematuros ou trens de pulsos em qualquer fase do ciclo cardíaco sob comando direto do usuário;

- Possibilidade de controle temporal do processo de estimulação por meio de acoplamento a um microcomputador.

- Alimentação por baterias (portátil) e seguro para uso clínico;

DESCRIÇÃO GERAL DO INSTRUMENTO

Na figura 1 é apresentado o diagrama em blocos do instrumento desenvolvido. O instrumento pode iniciar a estimulação sob comando direto do operador de dois modos: "sincronizado" ou "não sincronizado". No modo sincronizado a atividade elétrica desejada (e.g. ECG) é captada e uma sequência de pulsos de estimulação é liberada de acordo com o escolhido no painel do instrumento. No modo não sincronizado a estimulação é liberada independente da atividade elétrica. Neste modo de operação, a estimulação também pode ser liberada por meio da aplicação de pulso TTL em uma entrada no painel do instrumento, o que possibilita a utilização de um computador para comando da estimulação. Verificamos que no uso do dia-a-dia a portatilidade e a atuação independente do computador tornam o instrumento mais seguro e de maior acesso aos serviços médicos que não disponham de aparelhamento de computação.

Amplificador

A captação é constituída por amplificador diferencial baseado no amplificador de instrumentação INA-101, com ganho ajustável de 100X a 100.000X. O sinal captado pode, quando necessário, passar por um acoplamento (capacitivo) AC para eliminar flutuação de linha de base antes de ser filtrado. A banda passante do sistema, 0 a 150 Hz (sem acoplamento AC), é determinada por um filtro ativo passa-baixas de terceira ordem. Adicionalmente, um filtro "Notch" em 60 Hz é utilizado para minimizar interferências de 60 Hz. O sinal captado e filtrado é aplicado a um circuito comparador/detetor (baseado em amplificador operacional TL 074 e oscilador monoestável 4098) que produz pulsos de tensão (sinal de sincronismo) quando a onda R do ECG ou o pico do eletrograma atinge o nível de tensão limiar de comparação. O nível de comparação pode ser ajustado por meio de potenciômetro no painel frontal. O circuito de entrada do amplificador é protegido de sobre-tensão (causada, por exemplo, por desfibrilador) por meio de dois diodos colocados em paralelo e invertidos nas entradas diferenciais do amplificador, de modo que a tensão máxima na entrada seja de 0,7 V. O sinal de ECG (ou eletrograma) captado e o sinal de sincronismo passam (via acoplador ISO-121) para o bloco processamento, onde ficam disponíveis em uma saída no painel frontal.
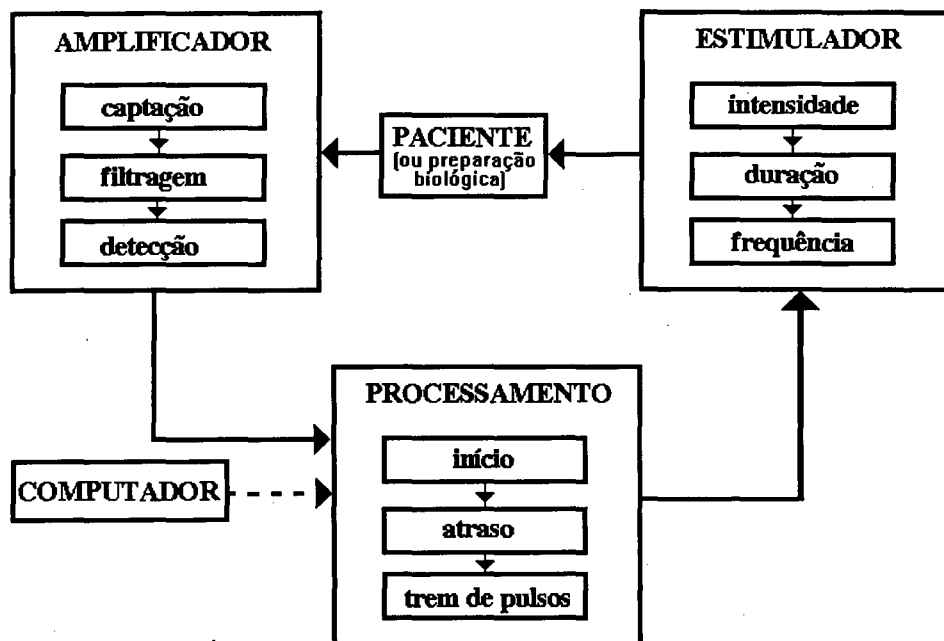
Figura 1. Diagrama em blocos do instrumento desenvolvido. A conexão com o computador é opcional (detalhes no texto).

Processamento

O bloco processamento trabalha no modo "sincronizável" ou no modo "não-sincronizável". No modo sincronizável, o sinal de sincronismo correspondente a cada ciclo cardíaco (bloco amplificador) é utilizado como "trigger". O circuito de início de estimulação é formado por portas lógicas "AND" que permitem a discriminação de um único sinal de sincronismo por meio de "flip-flops" que são acionados diretamente pelo usuário (tecla "início" no painel). O sinal de sincronismo liberado pelo operador dispara um oscilador mono-estável (CI 4047) cujo pulso tem sua duração utilizada para determinar um atraso. Ao final deste pulso (atraso), um multivibrador (CI 4047) é disparado produzindo um trem de pulsos. O número de pulsos deste trem é determinado por um circuito contador que, após um certo número de pulsos aplicados em sua entrada de "clock, "desliga" o multivibrador. Este circuito contador utiliza uma chave comutadora, "flip flop" e portas lógicas "AND" na saída de um contador (CI 4024) para produzir o nível de tensão que desliga o multivibrador. No modo não sincronizado, o sinal de sincronismo é "desligado" e o atraso e o trem de pulsos são liberados imediatamente após o comando do usuário ou do computador. Os ajustes deste atraso (0 a 999 ms), número de pulsos (1 a 9 ou infinito) e frequência (0 a 9,9 Hz) do trem são feitos por meio de chaves "thumbweel" no painel frontal de controle.

Estimulador

O estimulador produz pulsos retangulares (mono ou bipolares) de corrente ou tensão quando acionados pelo trem de pulsos provenientes (e isolados eletricamente por meio do acoplador ISO-121) do bloco processador. O controle de duração dos pulsos (0 a 99 ms) é obtido por meio de um oscilador mono-estável (4098) cujo pulso tem sua duração determinada por meio de chaves "thumbweel" no painel de controle. Um "flip-flop", portas lógicas e um amplificador operacional (TL 072) são utilizados para geração de pulsos bipolares de tensão. Amplificadores operacionais (TL 072) são utilizados para ajuste de amplitude e produção de estímulos de corrente (0 a 5 mA) e tensão (0 a 10 V). A configuração básica de um destes amplificadores operacionais é a de um inversor com ganho variável. O outro amplificador operacional é utilizado como conversor tensão-corrente para produzir estímulos de corrente. Os estímulos de tensão são gerados neste mesmo amplificador operacional na configuração de seguidor de tensão. A forma de onda (mono ou bipolar) e o tipo de estímulo (corrente ou tensão) são escolhidos pelo usuário por meio de chaves comutadoras no painel de controle.

Isolação

A alimentação do estimulador é feita por baterias e reguladores de tensão (7815 e 7915). Duas fontes simétricas e isoladas são utilizadas. Uma das fontes (±15V) alimenta o amplificador e o estimulador, os quais ficam conectados somente ao paciente (ou preparação biológica). A outra fonte (±15 V) alimenta o processamento, o qual constitui a única parte do instrumento a qual equipamentos externos, tais como osciloscópio, polígrafo e computador, têm possibilidade de ser conectados. Isto permite que o paciente, o estimulador e a rede elétrica estejam sempre isolados entre si.

RESULTADOS

Teste em bancada

A figura 2A ilustra a resposta em frequência de uma das entradas diferenciais do amplificador desenvolvido neste projeto (ganho ajustado em 100X). As respostas em frequência das duas entradas diferenciais mostram-se essencialmente idênticas em todos os ganhos ajustados para o amplificador. A saída de ECG (ou eletrograma) no bloco processamento foi utilizada neste teste. Observou-se resposta plana do amplificador (aproximadamente 41 dB) até a frequência de corte superior (excluindo a faixa de frequência próxima a 60 Hz). A frequência de corte superior ficou em torno de 150 Hz. A figura 2B ilustra o efeito do filtro "notch" ajustado para 60 Hz. A banda de rejeição ficou entre 55 a 65 Hz. Na frequência de 60 Hz a atenuação foi de aproximadamente -24 dB. Sinais eletrocardiográficos (ECG, derivação II) de seis voluntários foram captados e apresentados na tela de um osciloscópio Tektronix (100 MHz) para uma avaliação qualitativa do amplificador. O sinal de sincronismo com a onda R foi facilmente obtido durante a captação de todos os ECG's. As amplitudes máximas absolutas dos estímulos de tensão e corrente foram, respectivamente, de 11V (carga mínima de 850 Ohms) e 5 mA (carga máxima de 2,5 KOhms).

Teste Experimental

Medição do Tempo de Recuperação do Nódulo Sinusal *in Vitro* -- O estimulador sincronizável foi utilizado para medir o tempo de recuperação do nódulo sinusal (TRNS) no átrio direito isolado de rato, utilizando dois métodos: 1) método do estímulo extra e 2) método do trem de pulsos.

Metodologia -- O átrio direito foi obtido de ratos Wistar machos (300 g) sacrificados por meio de forte golpe na cabeça seguido de secção dos vasos sanguíneos cervicais para rápido escoamento do sangue do interior das cavidades do coração. O átrio direito foi montado em preparação para órgão isolado (banho de Krebs Henseleit a 36,5 °C, pH 7,4 mantido por meio de borbulhamento com mistura carbogênica, 5% CO_2, 95% O_2) na qual era possível estimular o tecido cardíaco e captar sua atividade elétrica (eletrograma) por meio de um eletrodo tetra polar de platina conectado diretamente ao átrio direito. Os eletrogramas foram registrados em polígrafo (Narcotrace 40 de 4 canais, Narco Bio-systems) para documentação dos experimentos.

No primeiro método o estimulador sincronizável foi ajustado de modo que um estímulo extra (sincronizado com o pico do eletrograma) fosse aplicado a 50%, 65% e 80% do intervalo espontâneo médio (IEM) exibido pelo átrio direito. Uma pausa de 10 minutos para estabilização foi observada após cada aplicação do estímulo extra. O TRNS neste método é o tempo que o átrio direito leva para retomar sua atividade espontânea após a aplicação do estímulo extra. No segundo método, o estimulador sincronizável foi ajustado para que o átrio direito ficasse submetido a trens de pulsos (intervalo entre pulsos igual a 50%, 65% e 80% do IEM) por um período de dois minutos. Uma pausa de 20 minutos para estabilização foi observada após a aplicação de cada trem de pulsos. O TRNS neste caso é o tempo para retorno da atividade elétrica espontânea após o último estímulo do trem de pulsos. Em ambos os métodos utilizamos estímulos bipolares de corrente com duração de 5 ms e amplitude 50% acima da amplitude de estimulação limiar. As amplitudes mínima e máxima dos estímulos utilizados nos experimentos foram de 0,5 mA e 1,5 mA, respectivamente.
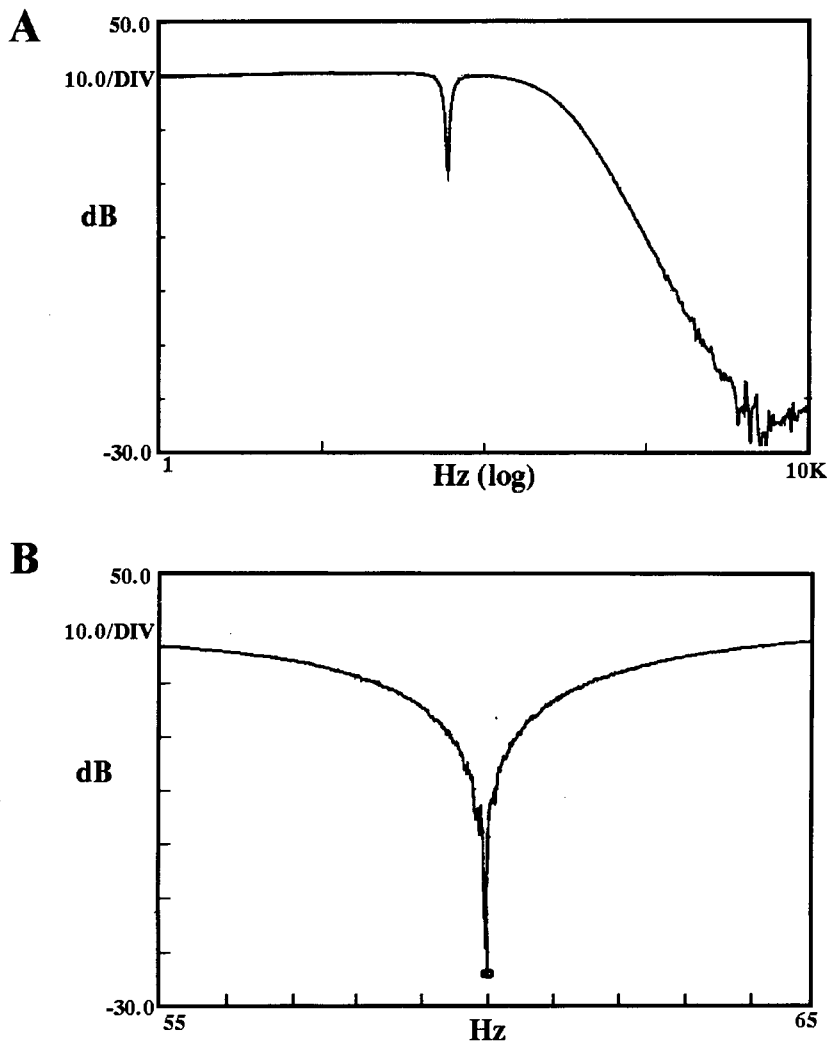
Figura 2. A) Resposta em frequência do amplificador para uma de suas entradas diferenciais. A frequência de corte superior ficou em torno de 150 Hz. A queda abrupta do ganho na frequência próxima de 60 Hz é devida a ação do filtro "notch" 60 Hz. B) Resposta em frequência do amplificador próxima a 60 Hz. A atenuação em 60 Hz é de -24 dB. A banda de rejeição é de 10 Hz (55 a 65 Hz)

Na figura 3 são apresentados eletrogramas que ilustram os dois métodos de medição do tempo de recuperação do nódulo sinusal. O tempo de recuperação obtido no método do extra estímulo (aplicado a 65% do IEM) foi de 300 ms. No método do trem de pulsos (frequência com intervalo igual a 65% do IEM), o TRNS foi de 315 ms.

O tempo de recuperação do nódulo sinusal corrigido (TRNSC = TRNS - IEM) é normalmente calculado para corrigir variações na frequência espontânea. No método do extra estímulo, os TRNSC de três átrios (média ± desvio padrão) foram de 50 ± 17 ms (50% do IEM), 47 ± 12 ms (65% do IEM) e 47 ± 12 ms (80% do IEM). No método do trem de pulsos, os TRNSC dos mesmos três átrios foram de 107 ± 12 ms (50% do IEM), 60 ms (65% do IEM) e 40 ± 10 ms (80% do IEM).
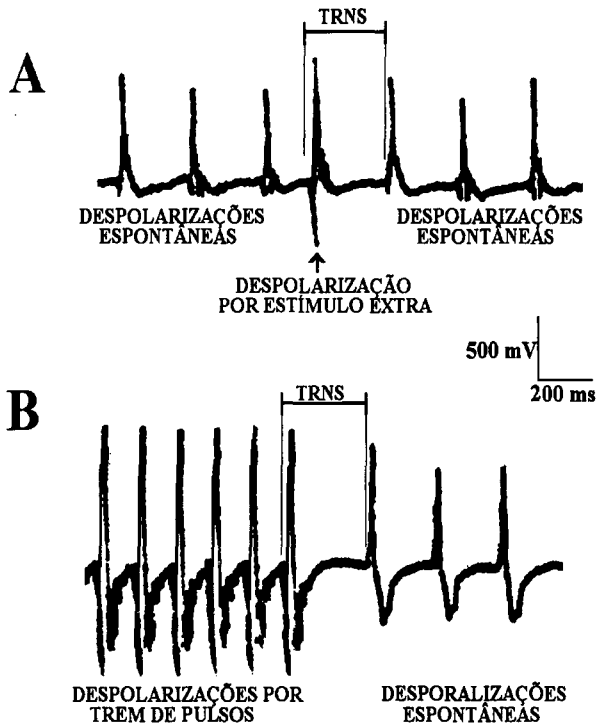
Figura 3. Tempo de recuperação do nódulo sinusal (TRNS). A) Método do estímulo extra. O átrio direito foi submetido a estímulo extra (pulso bipolar de corrente, 5 ms de duração), amplitude de 0,75mA (50% acima da amplitude limiar) aplicado a 65% do intervalo espontâneo médio (IEM). O TRNS foi de 300 ms. B) Método do trem de pulsos. O mesmo átrio direito foi submetido a trem de pulsos (mesmo pulso de A, intervalo entre pulsos igual a 65% do IEM) aplicado por 2 minutos. O TRNS neste caso foi de 315 ms.

DISCUSSÃO

A principal característica do equipamento desenvolvido é a sua simplicidade de operação e desenvolvimento. A alimentação à bateria e a proteção contra sobre-tensão são características secundárias que aliadas ao tamanho reduzido do circuito conferem ao instrumento portatilidade e segurança para utilização clínica e de pesquisa, bem como seu uso dentro e fora do hospital.

A simplicidade de operação está associada ao fato do sequenciamento do sincronismo, atraso e trem de pulsos serem pré-estabelecidos pelo circuito do equipamento de modo que, uma vez ajustados os parâmetros do pulso de estimulação, o usuário apenas necessita pressionar o botão de "início" (ou selecionar controle por computador) para iniciar a estimulação. Adicionalmente, os ajustes dos estímulos são facilitados pelo uso de "thumbweels" para ajustes do atraso, número de pulsos, frequência e duração dos estímulos. A utilização de componentes eletrônicos discretos, de baixo custo e que são facilmente encontrados no mercado nacional simplificou o desenvolvimento do protótipo. Esta simplicidade de desenvolvimento facilita não só a reprodução do equipamento, como também a sua manutenção. Estimuladores comerciais tais como o DTU-201 (Bloom Associate) e o 2020 Bifocal (American Pacemaker) são estimuladores mais potentes e isolados da rede. Porém, estes estimuladores tem um alto custo (> US$ 10,000.00), não possuem amplificador para obter o sinal de sincronismo e sua operação e manutenção não são tão simples. Embora as intensidades máximas dos estímulos de corrente e tensão possam limitar o uso do instrumento em aplicações nas quais estímulos mais potentes sejam necessários (e.g. estimulação cardíaca transesofágica), estes níveis de tensão e corrente são suficientes para aplicações em pesquisa com tecido cardíaco isolado (Bernstein & Lawrence, 1990; Godoy *et alii*, 1991) e para aplicações clínicas nas quais o coração é estimulado diretamente com catéteres-eletrodos (Belder, 1990; Kempler *et alii*, 1994).

A obtenção do sinal de sincronismo para a estimulação depende da qualidade do sinal de ECG ou do eletrograma captado. Um sinal com ruído alto ou com grandes oscilações na linha de base pode gerar pulsos não sincronizados com a onda R do ECG ou com o pico do eletrograma. O amplificador (acoplamento AC; 0 a 150 Hz + notch 60 Hz) mostrou-se adequado à captação de ECG e de eletrogramas com baixo ruído e baixa flutuação da linha de base. Assim, o sinal de ECG ou eletrograma obtido pelo amplificador pode servir tanto para registro e documentação quanto para sincronismo da estimulação com o ciclo cardíaco. Esta característica pode ser importante tendo em vista que o equipamento (acoplado a um registrador) pode ser usado como um eletrocardiógrafo simples.

Nos testes *"in vitro"* foi possível avaliar as principais características do equipamento. Os átrios direitos estudados exibiram limiar para estimulação bastante baixo (aproximadamente 0,6 mA). Isto é compatível com experimentos realizados anteriormente em tecido cardíaco isolado (Bassani, 1987; Godoy, 1990). A preparação do átrio direito isolado de rato constitui um bom modelo para o estudo de testes eletrofisiológicos comumente usados durante o exame eletrofisiológico do coração (Marques & Bassani, 1990). O tempo de recuperação do nódulo sinusal (TRNS), parâmetro importante na avaliação da função do marcapasso natural do coração (Marques & Bassani, 1989), pode ser facilmente medido com o equipamento desenvolvido. Os valores de TRNS obtidos foram compatíveis com aqueles encontrados por outros pesquisadores (Neely *et alii*, 1987; Yee *et alii*, 1987; Marques, 1989). De modo semelhante ao encontrado em estudos anteriores (Marques & Bassani, 1990), o TRNS obtido com o método do trem de pulsos foi maior do que o

obtido com o método do estímulo extra quando o intervalo estimulatório era de 50% do IEM. Estes resultados indicam que os métodos podem produzir resultados diferentes e portanto, sugerem que cuidados especiais devam ser tomados em estudos futuros que visem a utilização clínica dos métodos.

Considerando a metodologia adotada para a construção do protótipo, os testes efetuados e os resultados obtidos, concluímos que o instrumento desenvolvido é: 1) de baixo custo (< US$ 2,000.00), devido a simplicidade dos componentes eletrônicos que o constitui; 2) de fácil utilização e 3) útil para aplicação em pesquisa básica, sendo também adequado para futura aplicação clínica.

AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de agradecer ao Sr. Rafael Ferrari pelo suporte técnico em eletrônica, e ao Sr. Gilson Maia pelo apoio nos testes com animais experimentais.

REFERÊNCIAS

BASSANI, J. W. M. (1987). *Caracterização qualitativa e quantitativa do efeito de soluções hiperosmóticas de NaCl sobre a força contrátil do tecido cardíaco isolado de rato.* Tese de Doutorado, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

BELDER, M. A.; MALIK, M.; WARD, D. E. and CAMM, A. J. (1990). "Pacing modalities for tachycardia termination", *Pace*, v. 13, n. 2, p. 231-248.

BENDITT, D. G.; GORNICK, C. C.; DUNBAR, D.; ALMQUIST, A. and POOL-SCHNEIDER, S. (1987). "Indications for electrophysiologic testing in the diagnosis and assessment of sinus node dysfunction", *Circulation*, v. 75, n. 3, p. 93-99.

BLACK, S. C., BUTTERFIELD, J. L. and LUCCHESI, B. R. (1993). "Protection against programmed electrical stimulation-induced ventricular tachycardia and sudden cardiac death by NE-10064, a class III antiarrhythmic drug.", *J. Cardiovasc. Pharmacol.*, v. 22, n. 6, p.810-818.

COCHRANE, T.; NATHAN, A. W.; BUTROUS, G. S. and CAMM, A. J. (1984)."Software control of sensing and stimulation for cardiac electrophysiological study", *Int. J. Bio-Medical Computing*, v. 15, p. 225-235.

DAVIS, L. M.; COOPER, M. J.; SADICK, N.; BYTH, K.; UTHER, J. B.; RICHARDS, D. A. B. and ROSS, D. L. (1994). "Can the electrophysiologic study predict threatment outcome in patients with sustained ventricular tachyarrhythmias unrelated to coronary artery disease?", *International Journal of Cardiology*, v.45, p. 53-68.

ELHARRAR, V. (1980). "A computer controlled stimulator with applications to cardiac electrophysiology", *Am. J. Physiol.*, p.239, 278-282.

ELHARRAR, V.; D. and LAFEVER, D (1987). "Programmable stimulator: Design and implementation using a Z80 microcomputer", *J. Electrophisiol. Tech.*, v. 14, p. 1-12.,

FISHER, J. D. (1981). "Role of electrophysiologic testing in the diagnosis and treatment of patients with known and suspected bradycardias and tachycardias", *Prog. Card. Diseases*, v. 24, n. 1, p. 25-89.

FRIEDMAN, H. H. (1977). *Diagnostic electrocardiography and vector cardiography*, Mc. Graw-Hill Book Company.

GODOY, C. M. G. (1990). *Sistema para estimulação cardíaca programada*, Tese de Mestrado Faculdade de Eng. Elétrica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

GODOY, C. M. G.; BASSANI, J. W. M.; FERREIRA, H. M. and SILVA, M. L. M. (1991). "A microcomputer based system for cardiac electrical stimulation", *Proceedings of the IV International Symposium of Biomedical Engineering*, Peniscola, Spain; p. 102-103.

GOLDSTEIN, S.; BROOKS, M. M.; LENDINGHAM, R.; KENNEDY, H. L; EPSTEIN, A. E.; PAWITAN, Y. and BIGGER, T. (1995). "Association between ease of suppression of ventricular arrhythmia and survival", *Circulation*, v. 91, n. 1, p. 79-83.

HELOU, J; MISAWA, Y.; STEWART, J. A.; COLSON, M. and CHIU, R. C. J. (1995). "Optmizing delay period for burst stimulation in dynamic cardiomyoplasty", *The Society of Thoracic Surgeons*, v. 59, p. 74-77.

HERLITZ, J.; EKSTRÖM, L.; WENNERBLOM, B.; AXELSSON, A.; BANG, A. and HOLMBERG, S. (1994). "Effect of bystander initiated cardiopulmonary ressuscitation on ventricular fibrillation and survival after witnessed cardiac arrest outside hospital", *Br. Heart J.*, v. 72, p. 408-412.

LEERSSEN, H. M., VOS, M. A.; DULK, K.; ZANDE, J. and WELLENS, H. J. (1994). "Is the ventricular effective refractory period different when determined by incremental vesus decremental scanning?: The effect of pacing cycle length, d-Sotalol, and Levcromakalim", *Pace*, v. 17, n. 11, p. 2084-2089 (part II).

McNAMARA, D. G. and GILLETTE, P. C. (1987). "Indications of intracardiac electrophysiologic studies in pediatric patients and the adult with congenital heart disease", *Circulation*, v. 75, n. 3, p. 179-181.

MARQUES, J. L. (1989). *Metodologia e instrumentação para determinação do tempo de recuperação do nódulo sinusal in vitro*, Tese de Mestrado, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

MARQUES, J. L. B. and BASSANI, J. W. M. (1990). "Methodology and instrumentation for the in vitro sinos node recovery time determination". *J. Pharmacol. Meth.*, v. 23, p. 117-127.

MICHELSON, E. L. & DREIFUS, L. S. (1984). "Present status of clinical electrophysiologic studies: Introduction what studies are necessary", *Pace*, v. 7, p. 421 - 431.

NEELY, B. H.; URTHALER, F. and SMITH, L. R. (1987). "The effects of negative chronotropic intervention on sinus node recovery time". *Basic. Res. Cardiol.* v. 82, p. 92-100.

NELSON, C. V. and GEZELOWITZ, G. (1976). *The theoretical basis of electrocardiology.* Clarendon Press, Oxford, 1976.

KEMPLER, P.; HAYES, W.; DEZERN, K. R.; TUNTELDER, J. R.; SPLINTER, R.; SVENSON, R. H. and LITTMAN, L (1994). "Direct current induction of atrial fibrillation". *Am. Heart J.*, v. 127, n. 4, p.945-946.

SILKA, M. J.; KRON, J.; HALPERIN, B. D. and McANULTY, J. H. (1994). "Mechanisms of AV node reentrant tachycardia in young patients with and without dual AV node physiology", *Pace*, v. 17, n. 11, p.2129-1133. (part II).

SOSA, E. A. (1982). "Eletrograma do feixe de His. Estudo eletrofisiológico", *Ars Cvrand*, n. 9, p. 102-107.

WELLENS, H. J.; BRUGADA, P. B. and BAR, F. W. (1987)."Indications for use of intracardiac electrophysiologic studies for the diagnosis of site of origin and mechanism of tachycardias", *Circulation*, v. 75, n. 3, p. 111-115.

YEE, R. and STRAUSS, H. C. (1987). "Electrophysiologic mechanisms: Sinus node disfunction". *Circulation*, v. 75 (suppl III), p. 13-18.

SYNCHRONIZABLE CARDIAC ELECTRICAL STIMULATOR

C. M. G. de Godoy[1] and J. W. M. Bassani[2]

ABSTRACT -- The synchronized cardiac electrical stimulation (SCES) is a method for diagnosis and therapeutics in which stimuli are applied to the cardiac tissue in order to study the cardiac conduction system or to assist the pumping action of the heart. In this work we developed a portable (and portatile), low cost instrument for SCES with the following characteristics: a) possibility of stimulus synchronization with the cardiac cycle; b) adjustable current and voltage stimulation (mono or biphasic, 0 to 99 ms duration, 0 to 10 V or 0 to 5 mA intensity and 0.2 to 9.9 Hz frequency); c) possibility of external computer control and d) electrical safety for clinical use. The instrument was tested to determine the sinus node recovery time in the rat isolated right atria. The results showed that the instrument is easy to operate and suitable for basic research, being also useful for clinical applications.

Key-words: Cardiac Electrophysiological Test; Synchronized Cardiac Electrical Stimulation; Sinus Node Recovery Time.

[1] CNPq Pos-Doc Fellow at Departamento de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas - DEB/FEEC/UNICAMP. Caixa Postal: 6040.CEP 13.081-970, Campinas - SP.

[2] Professor, DEB/FEEC/UNICAMP. Caixa Postal: 6040, CEP 13.081-970, Campinas - SP.